

**Tierexperimentelle Untersuchungen
über Gewebeverträglichkeit und osteogene Potenz von
Lyodura und dem Polyglycolsäurefaden Dexon**

Thomas Naumann

1977



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Chirurgischen Klinik der Universität München
(Prof. Dr. med. G. Heberer)

Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebeverträglichkeit
und osteogene Potenz von Lyodura und dem Polyglycolsäurefaden
Dexon

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität in München

vorgelegt von

Thomas Naumann
8033 Planegg

1977

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

1. Berichterstatter: Prof. Dr.med. R. Bedacht

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. G. Heberer

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 11. 10. 1977



INHALTSVERZEICHNIS

Einführung	1
TEIL A	
Allgemeines	1
1. Das Bindegewebe	2
a) Das Mesenchym	2
b) Das gallertige Bindegewebe	2
c) Das Reticuläre Bindegewebe	2
d) Das faserige Bindegewebe	3
2. Das Stützgewebe	4
a) allgemein	4
b) Das Knochengewebe	4
c) Die Knochenbildung	6
3. Pathohistologie der Knochenfraktur	8
TEIL B	
1. Beschreibung der Materialien	9
2. Versuchsanordnung	14
3. Auswertung und Zusammenfassung	15
4. Einzelergebnisse	16
5. Die osteogene Potenz von Dexon, Lyodura und Draht	18
6. Gesamtergebnisse mit Diskussion	20
Zusammenfassung	23
Literatur	24

EINFÜHRUNG

Die Thematik der vorliegenden tierexperimentellen Arbeit entstand, als wir uns fragten, inwieweit sich die beiden Materialien Dexon und Lyodura in der Behandlung von Knochenfrakturen einsetzen lassen.

Die beiden Versuchsmaterialien sollten als Ersatz der Drahtumschlingung im tierexperimentellen Versuch erprobt werden. Die Indikation sollte die gleiche sein, wie sie für die Drahtumschlingung gilt. Der Vorteil unserer Methode läge darin, daß eine Reoperation zur Entfernung von Fremdmaterial (Draht) nicht mehr gegeben wäre.

Bei der hier vorliegenden Tierexperimentellen Arbeit scheint es erforderlich zu sein, vorerst einige Kapitel aus der allgemeinen und speziellen Histologie und Pathohistologie - speziell auf die hier untersuchten Themenkreise abgestimmt - einzugehen.

TEIL A

Allgemeines

Das Binde- und Stützgewebe ist ein im ganzen Körper weit verbreitetes Gewebe mit verschiedenartigen Aufgaben. Es bildet im Knorpel und im Knochen das Stützgerüst für den Körper, es umhüllt als Bindegewebe die Organe und schließt sie zu funktionellen Gruppen zusammen. Schließlich bildet es das Grundgerüst (Stroma) der Organe, auf das sich die eigentlichen Organzellen (Parechym) aufsetzen. Besondere Abkömmlinge des Bindegewebes haben eine außerordentlich wichtige Bedeutung im Dienste der körpereigenen Abwehr von Giften und Bakterien.

1. Das Bindegewebe

a) Das Mesenchym

Das Mesenchym ist ein lockeres Füll- und Stammgewebe beim Embryo und entsteht aus den Zellen des Mesoderms. Die sternförmigen Zellen stehen untereinander in Verbindung und bilden ein lockeres Maschenwerk. In den Lücken liegt anstelle einer Grundsubstanz noch Gewebsflüssigkeit. Ebenso fehlen Fasern. Als freie Zellen kommen manchmal Blutstammzellen vor.

b) Das gallertige Bindegewebe

In der Nabelschnur des Föten findet man ein besonderes Gewebe, das den Mesenchymzellen ähnlich sieht, dessen Maschen aber mit einer schleimig-gallertigen Zwischensubstanz gefüllt sind. Einzelne Kollagenfasern kommen ebenfalls vor.

Als fixe Zellen erkennen wir hier bereits die Fibrocyten. Freie Zellen sind nur selten vorhanden, dann wenn eine Entzündung vorliegen sollte. Als Fasern bilden sich Kollagenstrukturen aus.

Das gallertige Bindegewebe und das Mesenchym werden zusammen auch als embryonales Bindegewebe bezeichnet.

c) Das Reticuläre Bindegewebe

Nach der Bildung eines dreidimensionalen Raumgitterwerkes ist dieses Gewebe benannt. Es bildet das Grundgerüst für die lymphoreticulären Organe (Milz, Lymphknoten, Knochenmark). In den Maschen liegt eine flüssige Intercellularsubstanz, die massenhaft freie Zellen aufweist. Festigkeit erhält das Gewebe durch die fixen Zellen, die Reticulinfasern, die den Zellen außen aufliegen. Neben der reinen Stützfunktion als Organstroma haben die Retikulumzellen noch andere wichtige Aufgaben:

1. Phagocytose und Pinocytose . . . alle Retikulumzellen können durch Phagocytose grobe Stoffe und Fremdkörper aufnehmen. Sie sind Makrophagen im Gegensatz zu den Granulocyten, die als Mikrophagen nur kleine Partikel (Bakterien) oder Toxine aufnehmen können.
2. Bildung freier Zellen . . . Von den Retikulumzellen leiten sich auch beim Erwachsenen eine Reihe von Stammzellen ab. (Plasmazellen).

d) _Das_faserige_Bindegewebe

Es wird auch als fibrilläres Bindegewebe bezeichnet. Die Zahl der Faserelemente übertrifft bei weitem die Zellzahl.

Nach Menge und Qualität der Fasern sind einige Unterarten dieses Bindegewebes zu unterscheiden. Das lockere Bindegewebe ist sehr stark verbreitet, weil es sich zwischen den Organen, Gefäßen und Nerven ausbreitet und als Füllgewebe den allgemeinen Zusammenhang schafft. Es enthält Bündel kollagener Fasern, die das Gewebe in verschiedenen Richtungen durchziehen. Diese Anordnung ermöglicht eine große Verschieblichkeit der Gewebselemente. Durch elastische Fasern, die sich zwischen den Kollagenbündeln befinden, kann immer wieder die Ausgangslage nach einer Dehnung oder Verschiebung eingenommen werden. Bei dem geflechtartigen Bindegewebe handelt es sich überwiegend um kollagene Fasern, die zu starken Bündeln zusammengefaßt sind und sich in den verschiedensten Richtungen durchflechten. Das membranöse Bindegewebe ist eine Abart des geflechtartigen Bindegewebes, mit dem Unterschied, daß die Fasern flächig durchflochten sind und deshalb Faserplatten bilden. Bei dem elastischen Bindegewebe ist nur die Faserqualität gegenüber den bisher beschriebenen verändert, d.h. es überwiegen die elastischen Anteile. Die Eigenschaft des Elastins, sich dehnen zu lassen und nach Aufhören der Zugkraft wieder in die Ausgangsstellung zurückzukehren, bestimmt die Verwendung der elastischen Gewebe im Körper. Daneben kommen aber auch reichlich kollagene Fasern vor.

2. Das Stützgewebe

a) allgemein

Unter Stützgewebe versteht man eine Gruppe von Geweben, die durch ihre besondere Festigkeit dem Körper eine bestimmte Form geben.

Das formgebende Prinzip ist hier im Gegensatz zu den Bindegeweben nicht die Faser, sondern die Grundsubstanz.

Beim Knorpel ist es reine Grundsubstanz, beim Knochen enthält die Grundsubstanz zusätzlich festigend wirkende Kalksalze (Calciumphosphat 85 %, Calciumcarbonat 10 % und Magnesium- und Alkalisalze 5 %). Für unsere Arbeit von Interesse ist das Knochengewebe und so möchten wir uns auch bei der Beschreibung des Stützgewebes auf dieses beschränken.

Bringt man einen Knochen zum Glühen, so entfernt man dadurch alle organischen Bestandteile und der Knochen wird brüchig. Durch Behandlung mit Salpetersäure kann man ihn entkalken. Er wird weich und biegsam. Beidesmal behält er seine ursprüngliche Form bei.

Die organische Substanz des Knochens ist das Osteoid. Es entspricht chemisch der bereits beschriebenen Grundsubstanz und enthält Mukopolysaccharide. Eingelagert sind zahlreiche Kollagenfasern.

Man erkennt aus der Beschreibung, daß die besonderen Eigenschaften des Knochengewebes nur durch die Verbindung organischer und anorganischer Substanzen erklärlich sind.

b) Das Knochengewebe

Der noch jung angelegte Knochen hat noch einen ungeordneten histologischen Aufbau, der als Geflechtknochen bezeichnet wird. Erst allmählich wird durch Umbau eine geordnete Struktur erzeugt, aufgrund dieser man dann den Knochen als Lamellenknochen benennt. Dieser Knochen besitzt als kleinste Ein-

heit das Osteon oder HAVER'sche System. Es besteht aus einem zentralen kleinen Blutgefäß und konzentrisch geschichteten Knochenlamellen.

Die Osteone verlaufen in der Längsrichtung des Knochens und sind wenige Millimeter bis 1 cm lang. Eine Lamelle enthält:

Hydroxylapatit, eine besondere kristalline Form der Kalksalze die durch große Härte gekennzeichnet ist. Eingebettet in diese Substanz sind

kollagene Fibrillen, die in Scherengitterform verlaufen. Zwischen den einzelnen Lamellen werden abzweigende Fasern ausgetauscht und somit ein besonders intensiver Zusammenhalt erreicht.

Je zwei Lamellen sind durch

Kittsubstanz an den sogenannten Kittlinien oder Kittflächen verbunden. Zwischen jeweils zwei Lamellen im Bereich der Kittlinien liegen ovoide Knochenhöhlungen, in denen die Osteocyten liegen. Die einzelnen Osteocyten stehen untereinander und mit dem HAVER'schen Blutgefäß durch feinste Ausläufer in Verbindung, die innerhalb besonderer winziger Knochenkanälchen verlaufen. Zwischen der eigentlichen Zelle und ihrer zytoplasmatischen Fortsätzen und der Knochenwandung liegt eine besondere Grenzscheide aus Grundsubstanz, die man Knochenkapsel nennt.

Die Verschachtelung aus vielen winzigen Teilchen - den Lamellen - nennt man Breccienbau des Knochens.

Neben den längsverlaufenden HAVER'schen Kanälchen, gibt es auch kurz querverlaufende Gefäße, die sogenannten VOLKMANN'schen Gefäße, die in den VOLKMANN'schen Kanälchen des Knochens liegen.

Beim Lamellenknochen bilden die Fibrillen in sich geschlossene Systeme, ohne mit den Fibrillen des Periostes, im Gegensatz zum Geflechtartigen Knochen, zusammenzuhängen.

Die Verbindung der Umgebung mit dem Knochen geschieht durch Faserbündel, die in den Knochen während der Entwicklung eingemauert wurden und selbst wahrscheinlich nicht verkalkt sind. Man nennt sie Sharpey'sche Fasern.

So können sich das Periost und durch dieses hindurch Bänder und Sehnen durch zahllose feine Fädchen mit der ganzen Oberfläche des Knochens verbinden.

Alle Knochen sind vom Periost umgeben, das aus drei Anteilen besteht:

- einer inneren Schicht (Regenerationsschicht)
- einer mittleren Schicht (Faserschicht) und
- einer äußeren Schicht (Nerven und Gefäße - schmerzempfindlich)

Der hohle Röhrenknochen besitzt eine tapetenartige Innenauskleidung der Markhöhle, das Endost benannt wird.

c) Die Knochenbildung

Die Knochenbildung (Ossifikation) nimmt ihren Ausgang von den Mesenchymzellen. Wir kennen zwei Bildungswege. Die desmale und die chondrale Ossifikation.

Als Vorstufe der desmalen Ossifikation ist lediglich Bindegewebe oder Mesenchym vorhanden. Einzelne Mesenchymzellen oder Bindegewebszellen bilden sich zu Osteoplasten um. Sie sind durch einen hohen Gehalt an den Fermenten Phosphorylase und alkalische Phosphatase ausgezeichnet.

Jeder Osteoblast scheidet um sich herum Grundsubstanz (Osteoid) ab. Kollagenfasern werden in das Osteoid eingeschlossen. Unter Einwirkung der Fermente werden im Osteoid Kalksalze zur Ausfällung gebracht. Dadurch entstehen sog. Verknöcherungskerne. Durch weitere Verkalkung werden daraus Knochenspannen, die zu einem einheitlichen Knochen zusammenwachsen. Die von Grundsubstanz und Calciumsalzen eingemauerten Osteoplasten heißen dann Osteocyten, entsprechend ihrer

geänderten Funktion.

Der chondralen Ossifikation geht die Anlegung eines Knorpelskeletts voraus. Der Umbau in die Knochensubstanz erfolgt danach meist in zwei Stufen: perichondral und enchondral.

Von der Knorpelhaut (Perichondrium) des knorpeligen Skelettstückes sondern sich Zellen ab, die sich als Osteoblasten um sich herum die Knochensubstanz - das Osteoid - abscheiden. Unter Einfluß der Osteoblastenfermente werden darin Kalksalze abgelagert. Ein Teil der Zellen baut sich damit in den Knochen ein und heißt dann Osteocyten. Dieser Typ von Knochenbildung findet ringförmig um das Knorpelmodell statt, so daß sich im Endergebnis eine Knochenmanschette ergibt. Aus dem Perichondrium wird nach Bildung des Knochens das Periost. Durch weiteren Anbau von diesem Periost her kann der Knochen an Dicke zunehmen = appositionelles Wachstum.

Neben der perichondralen Knochenneubildung läuft ein zweiter Vorgang im Inneren des Knorpels (enchondral) ab. Von der Seite her wächst ein Blutgefäß durch die Knochenmanschette hindurch in das Innere des Knorpels ein. In dessen Begleitung wachsen Mesenchymzellen ein, die sich zu besonderen Zelltypen differenzieren können: zu Chondroklasten und zu Osteoblasten.

Die Chondroklasten bauen von Innen her den größten Teil der Knorpelgrundsubstanz ab, lassen aber die Verkalkungspunkte stehen.

Die Osteoblasten setzen sich an den Verkalkungspunkten fest und beginnen dort mit der Ausscheidung des Osteoids und lagern darin Kalksalze geordnet ein. Die ehemaligen Verkalkungspunkte werden somit zu Verknöcherungspunkten. Am Ende wird auf diese Weise der von der Knochenmanschette umhüllt ehemalige Knorpelraum durch Knochenspangen ersetzt.

Der innerhalb der Knochenmanschette eingeschlossene Raum wird primäre Markhöhle genannt und enthält überwiegend noch nicht spezialisierte multipotente Mesenchymzellen, die primäres Mark genannt werden. Aus diesen gehen in der weiteren Entwicklung nicht nur die Osteoblasten, Chondroblasten usw. hervor, sondern

auch Gefäßwandzellen und Stammzellen der Blutbildung (Myeloblasten), d.h. das sekundäre oder blutbildende Mark.

3. Pathohistologie der Knochenfraktur

Die Fraktur ist eine vollständige oder unvollständige Kontinuitätstrennung von Knochengewebe. Sie löst eine Reaktion des Gewebes aus, die man als gesetzmäßig bezeichnen könnte, und die zur Wiederherstellung der Knochenkontinuität führt. Zunächst bildet sich bei einer Fraktur zwischen beiden Enden ein Frakturhämatom. Wenige Tage nach dem Frakturereignis wachsen bereits Blutgefäße und Fibroblasten (Granulationsgewebe) in das Hämatom ein. Die Gewebsneubildung hat als Ausgangspunkt:

1. das Periost
2. das Endost
3. die Haverschen Kanäle
4. die Blutgefäße des Markraumes
5. die Blutgefäße des Unterhautbindegewebes und der Muskulatur.

Es bildet sich somit ein provisorischer bindegewebiger Kallus. Nach etwa einer Woche beginnt bereits die Umbildung des bindegewebigen in den provisorischen knöchernen Kallus. Die jungen Bindegewebszellen bilden zunächst Grundsubstanz und kollagene Fasern. Die Fibroblasten wandeln sich zu Osteoblasten um und produzieren das Osteoid, die organische Matrix des Knochens. Aufgrund chemischer Reaktionen entsteht eine Lösung von Calcium- und Phosphationen, aus der das Mineralisierungsprodukt (Kalziumphosphat und Hydroxylapatit) ausfällt. Der somit entstandene Faserknochen wird nun durch erneuten Umbau (durch Osteoklasten und Osteoblasten) in lamellären Knochen umgestaltet. Erst dieser bildet den endgültigen Kallus. Die Frakturheilung kann stellvertretend für alle Heilungsprozesse im Knochengewebe angesehen werden.

TEIL B

1. Beschreibung der Materialien

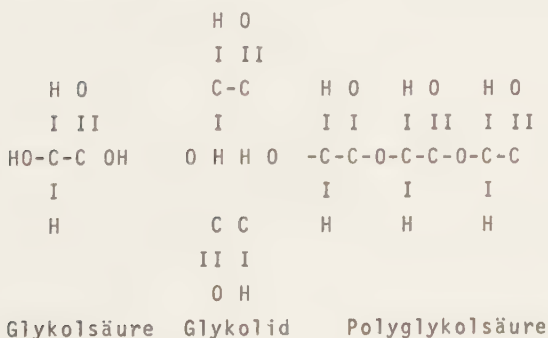
Dexon^R

Dexon ist das eingetragene Warenzeichen für ein synthetisches resorbierbares Nahtmaterial. Entwickelt wurde es in den Laboratorien der American Cyanamid Company, Pearl River, New York und Stamford, Connecticut und wird in der Bundesrepublik Deutschland in Lizenz der Cyanamid GmbH, München, von B. Braun Medizinisch-Pharmazeutische Werke, Melsungen, hergestellt. Seit 1968 wird es in vielen Ländern experimentell und klinisch erprobt.

Chemie und Ausscheidung

Das Nahtmaterial Dexon^R wird hergestellt aus Polyglycolsäure (PGS), einem homologen Polymerisationsprodukt der Glycolsäure (Oxyessigsäure) (2, 6). In der Natur ist die Polyglycolsäure Bestandteil verschiedener Pflanzensäfte und kommt z.B. in unreifen Weintrauben vor.

Zunächst wird als erster Schritt der Polymerisation Glycolsäure mit sich selbst zu einem zyklischen Glycolid verestert (2). Aus dem Glycolid entsteht durch Einwirkung von Hitze und einem spezifischen Katalysator das hochmolekulare Polymer Polyglycolsäure (2, 29). Abb. 1



Das hohe Molekulargewicht des entstandenen, nicht kollagenen Polymers ist abhängig von Temperatur, Zeit und Konzentration des Katalysators (17).

Der PGS-Faden wird im Körper hydrolytisch zu Glycolsäure abgebaut (11), und im Zuckerstoffwechsel metabolisiert (2). So läßt sich das gewebefreundliche Verhalten von Dexon erklären. Die entzündliche Gewebereaktion ist auf ein Minimum eingeschränkt (2).

Versuche mit C^{14} markierter PGS haben gezeigt, daß die Abbauprodukte dieses Fadens vorwiegend mit dem Urin und der Ausatemungsluft ausgeschieden werden (1). Die Substanz wird also allen Anschein nach in Energie, CO_2 und Wasser umgewandelt (3, 33).

Tierversuche haben weiterhin gezeigt, daß bei Verwendung von C^{14} - markiertem Dexon die Spitzenradioaktivität im Plasma Urin und in den Faeces nach etwa einem Monat auftrat (4, 30) und daß nach etwa vier Monaten nur noch weniger als 1 % der Substanz an der implantierten Stelle zu finden war (28). Sechs Monate nach der Implantation war die Radioaktivität am Implantationsort verschwunden (4, 28).

Dexon kommt in seiner Eigenfarbe (elfenbein), im trockenen Zustand und steril in Kunststoff-Doppeltaschen abgepackt in den Handel.

Biologische Eigenschaften:

Echeverria und Jimenez (1970) setzten Hunde für ihre experimentellen Untersuchungen ein. Nach der Mideanlaparotomie wurden End- zu End-Anastomosen im Bereich des Ileum sowie die Laparotomiewunde mit Dexon genäht. Innerhalb von 5-30 Tagen erwiesen sich die mit Dexon genähten Anastomosen als schwer auffindbar, da keine oder nur geringe Gewebereaktion vorlag. Im Gegensatz zu der Reaktion auf die anderen eingesetzten Nahtmaterialien zeigte sich eine gute Rekapillarisierung sowie eine geringe Stauung und Schwellung im Bereich der Anastomosen.

Bei Operationen im Bereich des Abdomens an Hunden und Ratten wurde mit Dexon ebenfalls nur geringe Gewebereaktionen beobachtet (15). Nach 7 Tagen waren bei den Hunden die durch Dexon gebildeten Nahtlinien vergleichsweise gering ödematös und induriert. Der implantierte Dexon-Faden begann sich nach 7 Tagen aufzulösen und war nach 21-28 Tagen nur noch schwer auffindbar.

Weitere Versuche mit Kaninchen (5) ergaben eine gute Dexon-Verträglichkeit des Bauchwandgewebes sowohl unter septischen als auch unter aseptischen Bedingungen. Die entzündlichen Reaktionen waren auch hier nur gering.

Auch nach längerem Verweilen des Dexon-Fadens in der Haut wurde keine Irritation des Gewebes beobachtet (26, 32). Nach drei Wochen hatte die Naht noch ihren Effekt, nach 45 Tagen waren intracutan implantierte Dexon-Fäden, deren Enden auf der Haut lagen, noch vorhanden.

Physikalische Eigenschaften

Der Dexonfaden zeichnet sich durch eine gute bis sehr gute Reißkraft aus (2, 5, 8, 13). Von größerer Bedeutung als die Reißkraft des Fadens ist für die Wundnaht die Reißkraft des Knotens (25, 30), die eine lineare Beziehung zur Querschnittsfläche des Fadens hat (32).

Dexon besitzt eine hohe Knotenreißkraft, die der natürlicher Materialien übertrifft (14).

Dem Knüpfen des Dexon-Fadens ist besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Aufgrund der Charakteristika des PGS-Fadenmaterials müssen bestimmte Knüpftechniken angewandt werden. Es wird darauf hingewiesen, daß der erste Knoten gut plziert und angezogen werden muß (1, 5, 8, 10, 26), da eine Korrektur mit dem zweiten Knoten infolge des nur geringen Nachrutschens des Dexon-Fadens schwierig erscheint. Es wird vorgeschlagen, die Knoten entgegengesetzt zu knüpfen und gut zu fixieren, da sie

sich sonst lösen könnten (11). Der feuchte Dexon-Faden franst weder aus noch wird er schlüpfrig (5, 24). Blutgetränkt ist er aber schwierig vom blutigen Gewebe zu unterscheiden (9).

Abschließend kann gesagt werden, daß sich der Dexon-Faden durch gute Handhabungseigenschaften auszeichnet (3, 5, 9, 15, 24, 27).

Lyophylisierte Dura

Lyodura entsteht durch besondere Bearbeitung aus der Dura mater cerebri. Diese Struktur des menschlichen Körpers zeichnet sich dadurch aus, daß ein extrem hoher Anteil an Kollagenfasern und das Fehlen einer dominanten Strukturierung vorliegt (16). Aufgrund dieser Besonderheit besitzt die Dura mater cerebri eine außerordentliche Festigkeit und ist hohen mechanischen Beanspruchungen gewachsen (17). Durch ihre netzartigen, nicht richtungsorientierten Aufbau erfüllt sie die Forderung der Nähbarkeit besonders gut.

Herstellung und Bearbeitung

Da bei der Implantation von unbehandelter Dura mater mit einer Immunisierung des Empfängerorganismus und einer anschließenden Abstoßung des Transplantates gerechnet werden muß, wurde die Dura mater speziellen Bearbeitungsverfahren unterzogen, um sie von antigenen pyrogenen und nicht kollagenen Bestandteilen zu reinigen. Durch eine lockere, netzartige Faserstruktur erhalten, die eine gewisse Dehnung zuläßt (23).

Biologische Eigenschaften

Nach der Implantation von Lyodura in den Körper beobachtet man in den ersten Tagen eine geringgradige bis mäßige und flüchtige Ansammlung von Leukozyten an der Oberfläche des Transplantates (20). Diese Reaktion ist als eine unspezifische „Nekrosereaktion“ zu sehen, die auch bei Einbringen von totem Material (autologen) auftritt und mit einer Transplan-

tationsreaktion nichts zu tun hat. Diese Reaktion führt auch nicht zur Resorption des lyophilisierten Duramaterials.

Anschließend und aus ihr hervorgehend erfolgt eine Besiedlung des Lyodura-Implantats von den Oberflächen her mit Stammzellen des Bindegewebes. Allmählich wird das Duramaterial im weiteren Verlauf von Makrophagen aufgenommen und abgebaut (20).

Gleichzeitig erfolgt ein erstaunlich formgetreuer Ersatz durch körpereigenes Bindegewebe.

Die Schnelligkeit der Substitution ist nicht konstant und nicht exakt vorhersehbar. Sie liegt in Zeiträumen von einigen Wochen bis Monaten

Histologisch konnten keine Unterschiede festgestellt werden, ob Lyodura mit 2,5 Mrd. Gammastrahlen oder mit Äthylenoxyd sterilisiert war (22, 31). Da jedoch die rückstandsfreie Gammasterilisation mehr als die Äthylenoxydsterilisation geeignet ist, die Immunogenität von kollagenen Implantaten zu verhindern, liegt in der Gammastrahlensterilisation von Lyodura der Vorteil (31).

Physikalische Eigenschaften

Im gefriergetrocknetem Zustand ist Lyodura steif und recht brüchig. Etwa der Konsistenz eines festen Kartons entsprechend. Legt man sie in Körperflüssigkeit oder physiologische Kochsalzlösung, so wird sie wieder flexibel und gewinnt ihre Zähigkeit und Festigkeit zurück (34). Dies hat auch den Vorteil, daß die Stichkanäle im befeuchteten Zustand enger um den Faden liegen. Sollte sie allerdings aus operationstechnischen Gründen in trockenem Zustand besser zu handhaben sein, ist gegen eine trockene Implantation nichts einzuwenden. Zur Fixierung mit dem umliegenden Gewebe wird eine Rundkörpernadel mit Trokarspitze empfohlen.

2. Versuchsanordnung

Die tierexperimentellen Untersuchungen wurden durchgeführt an vornehmlich weiblichen Kaninchen mit einem durchschnittlichen Gewicht von etwa 3000 g - 3500 g. Die Tiere wurden uns von dem gleichen Züchter in gutem AZ und EZ geliefert.

Operationstechnik:

Die Versuchstiere wurden entsprechend ihres Gewichts mit 1,5 bis 3,0 ccm Nembutal^R i.V. in die laterale Ohrvene parakotisiert. Nach Rasur des Operationsfeldes am linken Hinterlauf wurde die Haut durch mehrmaliges abwaschen mit Merfen desinfiziert.

Anschließend erfolgte die Abdeckung des Operationsfeldes mit sterilem Einwegmaterial.

Nach Hautschnitt wurde die linke proximale Tibia freigelegt. Dabei wurde das Periost über der Tibia in Längsrichtung gespalten und nach vorsichtiger Unterminimierung mittels eines Raspatoriums nach medial und lateral abgedrängt.

Am freien Knochen gingen wir dann in drei verschiedenen Arten vor:

- a) Fräsen mehrerer hemicirculärer Knochenrillen und anschließender Cerclagen mit den verschiedenen Versuchsmaterialien (Lyodura, Dexon, Draht).
- b) Fräsen eines Knochenfensters mit anschließender Fixation des erhaltenen Knochendeckels als experimentell hervorgerufenes Knochenfragment.
- c) Setzen einer partiellen oder totalen Schrägfraktur mit nachfolgender Stabilisierung durch die einzelnen Versuchsmaterialien (Draht, Dexon, Lydura).

Nach Eindringung der Materialien verschlossen wir das Operationsfeld schichtweise mit Einzelknopfnähten.

Zum Schutze der Wunde wurde nach erneuter Desinfektion Nobecutanspray aufgebracht.

Parallel zu diesen Versuchen am Knochen führten wir reine Gewebsverträglichkeitsproben der untersuchten Materialien im Subcutanen- und Muskelgewebe durch.

Nach einer durchschnittlichen Lebenszeit post operationem von 6 Wochen, wurden die Tiere ad exitum gebracht.

Nun wurden die Operationssitus primär makroskopisch auf Stabilität und axengerechter Stellung untersucht, anschließend wurden in unserem traumatologischen Labor der Uni München mit der AO-Knochensäge unter gleichzeitiger Spülung mit physiologischer Kochsalzlösung ca. 5 mm starke Knochenscheiben gewonnen und zur Anfertigung histologischer Präparate an das pathologische Institut der Uni München übersandt. Gleichzeitig entnahmen wir bakteriologische Abstriche deren Auswertung das Max von Pettenkofer Institut München übernahm. Mit den Gewebsverträglichkeitsproben wurde in analoger Weise verfahren.

3. Auswertung und Zusammenfassung eigener tierexperimenteller Untersuchungsergebnisse unter Berücksichtigung der einschlägigen Literatur

Die verwendeten Materialien wurden überprüft auf:

a) Gewebsverträglichkeit

1. im Subcutangewebe
2. im Muskelgewebe

b) auf ihre 'osteogene Potenz', d.h. auf eine vermehrte Kapillareinsprossung, auf eine Leitschiene-funktion und auf eine vermehrte Osteoblastentätigkeit.

4. Einzelergebnisse

Gewebeverträglichkeit von Dexon^R

In unsren tierexperimentellen Versuchen implantierten wir den Polyglycolsäurefaden in das Subcutan- und Muskelgewebe von sechs Kaninchen. Dabei gingen wir wie folgt vor:

Den Tieren wurde ca. 1,5 bis 2,5 ccm Nembutal in die laterale Ohrvene injiziert. Daraufhin rasierten wir ein ca. 4 mal 4 cm großes Areal am rechten Oberschenkel des Tieres. Nach Hautdesinfektion mit Merfen^R setzten wir einen etwa 2 cm großen Schnitt und präparierten das Muskelgewebe frei. In das Muskelgewebe implantierten wir einen Dexonfaden von 4 cm Länge, vernähten den Muskel mit einer Adaptionsnaht (Dexon), das Subcutangewebe wurde mit zwei Dexonnähten versorgt, ebenso die Haut. Nach nochmaliger abschließender Desinfektion des Wundfeldes versorgten wir die Hautwunde mit Flüssigpflaster.

Ergebnis: Bei unterschiedlicher Verweildauer des Fadens in Haut-, Subcutan- und Muskelgewebe zeigte sich, daß die Absorptionsvorgänge erst nach dem 14. postoperativen Tag eintreten. Die pathohistologischen Untersuchungen ergaben bei einem Tier eine erheblich granulierende Entzündung im Muskelgewebe, mit intensiver Fremdkörperriesenzellreaktion um das Nahtmaterial herum.

	3 Narkoseeinleitung	
73 Kaninchen -----	2 intra operativ	verstorben
	3 postoperativ	

12 Kaninchen Gewebeverträglichkeit mit Dexon^R

im Muskel	-- sehr gut (5)	(1) schlecht (Entzündung)
im Subcutan	-- gut	(6)

Bei den übrigen fünf Tieren sehen wir keine entzündliche Reaktion in den einzelnen Geweben. Dabei umgab den Faden am Implantationsort fibröses Gewebe mit Fibroblasten und Histiozyten, die auch zwischen die Filamente eingedrungen waren. Polymorphkernige Leukozyten oder Lymphozyten als Zeichen einer Entzündung waren histologisch nicht zu sehen.

Nach 40 bis 50 Tagen post operationem war der Faden am Implantationsort nicht mehr nachweisbar.

Gewebeverträglichkeit von Lyodura^R

Die Technik der Implantation von Lyodura erfolgte ebenso wie bei der Implantation von Dexon.

Dabei zeigte sich in den ersten Tagen (6. Tag post operationem) eine geringgradige Ansammlung von Leukozyten an der Oberfläche des Implantats. Daran anschließend erfolgte eine Besiedlung mit Stammzellen des Bindegewebes, die ihren Ausgang von der Oberfläche des Implantats nahmen (14. Tag p.o.) Im weiteren Verlauf wurde die Lyodura allmählich von Makrophagen durchgesetzt und abgebaut. Als Ersatz entstand körpereigenes Bindegewebe.

Die Substitutionszeit war unterschiedlich und reichte von drei bis sechs Wochen. Die Gewebeverträglichkeit konnte bei unseren sechs Kaninchen als gut bezeichnet werden. Eine Sekundärinfektion konnten wir in 2 Fällen beobachten.

13 Kaninchen Gewebeverträglichkeit mit Lyodura^R

im Muskel	----	gut	(6),	(1) schlecht (Entzündung)
im Subcutan	----	gut	(4),	(2) Sekundärinfektionen

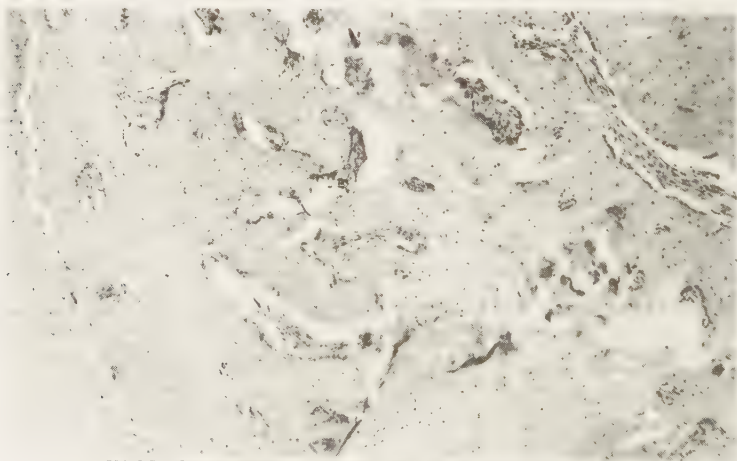
5. Die osteogene Potenz von Dexon, Lyodura und Draht:

Die osteogene Potenz der einzelnen Materialien versuchten wir wie folgt zu eruieren:

In den freigelegten Tibiaknochen frästen wir mehrere hemi-circuläre Knochenrillen ein; sägten Knochenfenster heraus und fixierten sie anschließend mit den einzelnen Materialien als experimentell hervorgerufenen Knochenfragment; setzten partielle oder totale Schrägfrakturen mit nachfolgender Stabilisierung der oben angegebenen Materialien.

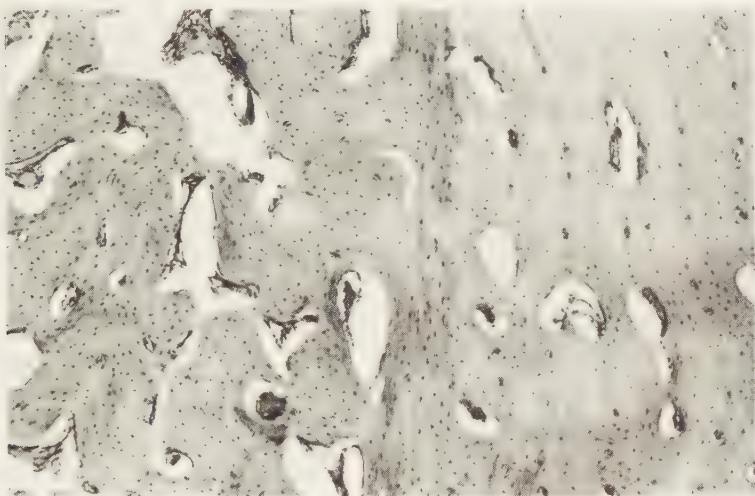
Anzahl der Kaninchen		Dexon	Lyodura	Draht
		Cerclagen	Cerclagen	Cerclagen
12	gefräßte Knochenrillen	6	3	2
14	Knochenfenster	6	6	2
14	Schrägfraktur	6	7	1

Die pathohistologischen Ergebnisse zeigten bei der Verwendung von Lyodura am Knochen eine herdförmige geringe bis kräftige Knochenneubildung zwischen Resten von lyophilisierten Kollagen-gewebes.



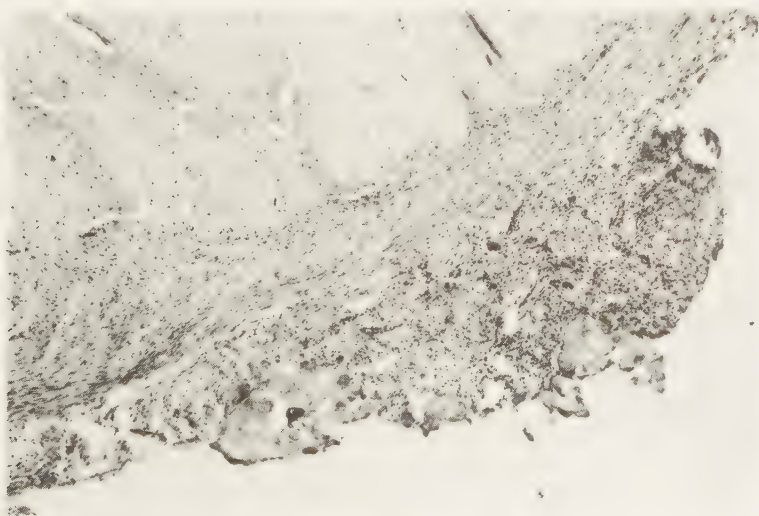
Obj. 6.3 – Gesamtvergrößerung: 85 fach – Bild 4,25 cm entspricht Orig. 0,5 mm

Dexon zeigte eine kräftige, hyperplastische reaktive Knochenneubildung, die von einem zellarmen, fibrösen Band ohne zelluläre Infiltration umgeben war.



Obj. 6.3 — Gesamtvergrößerung: 85 fach — Bild 4,25 cm entspricht Orig. 0,5 mm

. . . bei der Verwendung von Draht sahen wir eine kräftige, reaktive Knochenneubildung, die in 6 Fällen geringere Kalktusbildung zeigte als bei der Verwendung mit Dexon.



Obj. 6.3 — Gesamtvergrößerung: 85 fach — Bild 4,25 cm entspricht Orig. 0,5 mm

6. Gesamtergebnisse mit Diskussion

Wir haben in unseren tierexperimentellen Untersuchungen an 73 Kaninchen die Materialien Lyodura und Dexon auf ihre Gewebeverträglichkeit und osteogene Potenz hin geprüft.

Bei den Untersuchungen verstarben uns insgesamt 8 Kaninchen; bei der Narkoseeinleitung drei (3), intraoperativ zwei (2) und postoperativ drei (3). Die Erklärung dafür lag in drei Fällen an dem schlechten AZ und EZ der Tiere, in vier Fällen an einer wahrscheinlichen Überdosierung des Narkotikums. Die Gefahr der Überdosierung tritt dann auf, wenn ein Teil des Narkotikums paravenös injiziert wird und man nicht mehr genau überblickt wieviel Narkotikum nun tatsächlich intra-venös gegangen ist. Die daraufhin nachfolgende intravenöse Injektion mit Narkotikum und die paravenöse Resorption können dann zum Atemstillstand und letalem Ausgang führen.

Die Gewebeverträglichkeit von Dexon war mit einer Ausnahme sehr gut. Dieses Ergebnis stimmt auch mit den Ergebnissen anderer Untersucher (Anscombe, v. Bary, Schaudig, Echeverria) überein. Auch sie berichten von einer minimalen Reaktion des Gewebes mit allmählicher zellulärer Infiltration in das Fadengeflecht und späterer bindegeweblicher Substitution. Wir sahen nur in einem Fall eine entzündliche Reaktion. Ansonsten zeigte sich pathohistologisch ein fibröses den Faden umgebendes, Gewebe mit Fibroblasten und Histiozyten. Nach 40 bis 50 Tagen hatte sich der Faden aufgelöst und war am Implantationsort nicht mehr nachweisbar.

Die osteogene Potenz des Polyglycolsäurefadens war gut; sie zeigte pathohistologisch eine kräftige, hyperplastische reaktive Knochenneubildung in 17 Fällen, die von einem zellarmen, fibrösen Band ohne zelluläre Infiltration umgeben war. Eine Kapillareinsprossung mit Leitschinenfunktion war vorhanden.

Ein gutes Ergebnis zeigte auch die Verwendung von Lyodura im Muskel- und Subkutangewebe. Unverträglichkeitserscheinungen im Sinne einer Abstoßung sahen wir bei unseren Versuchen nicht. Die osteogene Potenz von Lyodura war nicht ganz so stark wie Dexon; es zeigte sich eine geringe Knochenneubildung in 8 Fällen und eine kräftige in 7 Fällen.

Aufgrund der guten Gewebeverträglichkeit, der bekanntermaßen überlegenen Knotenreißkraft (Mc. Carthy, Herrmann, J.B.) der sicheren Knotensitzfestigkeit (Lopez, J.R., Brannan, W.) und der guten Fadenqualität (Eilert, J.B., Diaz, A.) von Dexon haben wir diesen Faden in unseren tierexperimentellen Untersuchungen für die operative Knochenchirurgie eingesetzt. Dabei kam es uns darauf an, bestimmte Indikationen zu erstellen, bei denen Dexon verwendungsfähig erscheint.

Die experimentell gesetzten Schräg- oder Stückfrakturen versorgten wir mittels Draht-, Dexon- oder Lyoduracerclagen. Dabei stellte sich heraus, das an den Stellen wo die Drahtcerclage lag sich kein Kallus bildete, wohl aber unmittelbar daneben. Hier zeigte sich pathohistologische kräftige reaktive Knochenneubildung in 4 Fällen und in 2 Fällen mit fibrosierender Entzündung.

Bei Verwendung von Dexon zeigte sich nach sechs Wochen eine hyperplastische reaktive Knochenneubildung, die über das Gebiet der Dexoncerclage hinweg wuchs, und somit keine Kallusunterbrechung über dem Frakturspalt entstand.

Ähnlich war das Ergebnis mit der Lyoduracerclage, allerdings war die Knochenneubildung nicht so stark reaktiv. Lyodura zeigte eine weniger starke osteogene Potenz als Dexon. Bei beiden Materialien war eine Kapillareinsprossung mit Leitschienenfunktion zu verzeichnen.

Für die Anwendung in der Knochenchirurgie zur Adaptation und Fixation bei Umschlingung hat sich Dexon im tierexperimentellen Versuch besser bewährt als Lyodura. Das lag einmal daran, daß die Umschlingung mit Dexon technisch manuell

einfacher und leichter gelang als mit Lyodura. Dexon liegt als Faden vor, der stets in gleicher Stärke und Festigkeit hergestellt werden kann, wohingegen Lyodura als Lappen hergestellt und gesondert verarbeitet werden muß. Der Nachteil bei Lyodura ist weiterhin, daß das Material leichter quillt und bei der Verarbeitung zur Fixation mit Nahtmaterial häufig einreißt. Die Knotenreißfestigkeit bei Dexon ist ausgezeichnet, so daß die Fixation von Frakturstücken mühelos gelang. Die Fadenreißstärke, die unmittelbar nach der von Draht einzureihen ist, reicht für die Umschlingung aus.

Die in Streifen geschnittene Lyodura eignete sich für die Umschlingung nur wenig. Das lag daran, daß wir auf das Transplantat bei der Umschlingung nur wenig Zug ausüben konnten. Die Adaptation gelang nur selten, die Fixation mangels Zugausübung auf Frakturende fast nie. Nach der Umschlingung nähten wir die beiden Lyoduraenden mit U-Nähten zusammen. Hierbei zeigte sich, daß die Lyodura den dabei auftretenden Zugkräften nicht standhalten konnte und einriß. Die Umschlingung mit Lyodura eignet sich wegen der Dehnbarkeit des Materiales nicht. Die Einheilung der Lyodura in das Knochengewebe mit späterer Resorption hingegen geschah komplikationslos. Nach 5 bis 6 Wochen sahen wir einen kräftigen Kallusring um die Implantationsstelle. Die Frakturstücke waren danach fest mit dem Knochen verwachsen, wobei eine achsengerechte Stellung wegen der oben erwähnten Eigenschaften nicht zu erreichen war.

Die Verwendung von Dexon auch bei offenen Frakturen erscheint uns günstig. Dexon wird im Gewebe hydrolytisch abgebaut, was hinsichtlich des septischen Knochens von Bedeutung ist, da keine zusätzliche Entzündungserscheinungen durch dermentativen proteolytischen Aufbau auftreten können. Die Herstellung des Dexonfadens erlaubt es, einen stets gleichen, reißfesten Faden zu besitzen. Auf die besondere Knotentechnik sei nochmals hingewiesen.

Zusammenfassung

Im tierexperimentellen Versuch an 73 Kaninchen untersuchten wir die Gewebeverträglichkeit und osteogene Potenz von Lyodura und Dexon.

Beide Materialien verfügen über eine gute bis sehr gute Gewebeverträglichkeit.

Die osteogene Potenz von Lyodura war geringer als die von Dexon. Letztere zeigte eine stärkere reaktive Knochenneubildung, ähnlich stark wie bei der Verwendung mit Draht. Die Adaptation und Fixation von Knochenfragmenten gelang mit Dexon aufgrund der höheren Zugfestigkeit des Materials besser als mit Lyodura.

Die Verwendung von Dexon als Umschlingung zur Adaptation und Fixation von Frakturelementen erscheint uns als günstig, zumal die Reoperation zur Entfernung des Materials nicht mehr nötig ist, was sicherlich positiv zu vermerken ist.

Literatur:

- 1) Anscombe, A.R., N. Hira und B. Hunt (1970) The use of a new absorbable suture material (Polyglycolic Acid) in general surgery. Br. J. Surg. 57, 917-920
- 2) V. Bary, F.J. Marx und A. Schaudig (1972) Erste Erfahrungen mit einem neuen absorbierbaren Chirurgischen Nahtmaterial (Dexon)
Chirurg. 43, 271-274
- 3) Bergmann, F.O., S.J.H. Borgström und D.E.W. Holmlund (1971) Synthetic absorbable surgical suture material (PGS)
Acta Chir. Scand. 137, 193-200
- 4) B. Braun, Medizinisch-Pharmazeutische Werke, Meldungen
Data chirurgica Forschungsbereich: Wundversorgung -
Wundverschluß
- 5) Mc. Carthy, W.H. (1970) A new synthetic absorbable suture material. Aust. NZ J. Surg. 39, 422-424
- 6) Cervantes, M.A., Absorbable synthetic sutures in the genitourinary tract. Rev. mex. Urol 29 (1969) 4, 295.
- 7) Dardik, H., Dardik, I., Katz, A.R., Shmith, R.B., Schwibner, B.H. and Laufmann, H., A new absorbable synthetic suture in growing an adult primary vascular anastomoses. Morphologic study. Surgery 68 (1970) 6, 1112.
- 8) Dardik, H. Dardik, I. and Laufman, H., Clinical use of polyglycolic acid polymer, as a new absorbable synthetic suture. Amer. J. Surg. 121 (1971) 656.
- 9) Delphin, E.A.S., P.R. Milian, O.L. Rodriguez, G.R. Schon und F.L. Raffneci, (1970); The use of a new Polyglycolic Acid suture in general surgery. Bol. Asoc. Med. PR. 62, 309-312.
- 10) Echeverria, E. und J. Jimenez, (1970); Evaluation of an absorbable synthetic suture material Surg. Gynecol. Obstet. 131, 1-14

- 11) Eilert, J.B., P. Binder, P.W. McKinney, J.M. Beal und J. Conn (1971); Polyglycolic Acid synthetic absorbable suture. Am. J. Surg. 121, 561-565.
- 12) Flemming, F.: Die Anwendungsmöglichkeiten konservierter Dura in der Wiederherstellungschirurgie. In: Kettler, I.H. Serfling, H.J. Herausg.: Gewebekonserven-Herstellung und Anwendung II-VEB Verlag Volk und Gesundheit. Berlin 1965, 181-195.
- 13) Frazza, E.J. und E.E. Schmitt (1971); A new absorbable suture. J. Biomed. Mater. Res. Symposium 1, 43-58
- 14) Herrmann, J.B. (1971); Tensile strength and knot security of surgical suture materials. Am. Surg. 37, 209-217
- 15) Herrmann, J.B., R. J. Kelly und G.A. Higgins (1970); Polyglycolic Acid Sutures. Arch. Surg. 100, 486-490
- 16) Huyoff, H., Hackensellner, H.A.: Das histologische Bild des Einbaus und Umbaus von gefriergetrockneten Duratransplantaten beim Menschen. In: Kettler, I.H., Serfling, H.J. (Hrsg.) Gewebekonserven - Herstellung und Anwendung II-VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin 1965, 240-242.
- 17) Jäger, M.: Experimentelle Untersuchungen zur Verwendung der lyophilisierten Dura im Bereich der Wiederherstellungschirurgie. Chirurg 42 (1971) 6, 266-269.
- 18) John, H.-D., Rolle, J.: Lyophilisierte Dura - Morphologische Befunde. Med. Mittl. (Meldungen) 43 (1969) 265-266. - Ders.: Morphologische Befunde an implantierter Dura in Abhängigkeit von Duraalter, Implantationsdauer und Tierart. Med. Mittl. (Meldungen) 43 (1969) 109-115.
- 19) Katz, A.R. und R.J. Turner (1970); Evaluation of tensile and absorption properties of Polyglycolic Acid sutures. Surg. Gynecol. Obstet. 131, 701-716
- 20) Keener, E.B.: An experimental study of reactions of the dura mater to wounding and loss of substance. J. Neurosurg. 16 (1959) 424-447.

- 21) Klengel, W., Fortschritte auf dem Gebiet des Wundver-
schlusses. Referat eines Vortrages auf dem Kolloquium
am 19. Febr. 1972 in Bremen.
- 22) Korb, G., Runge, D., Arkenau, C.: Histologische Unter-
suchungen von lyophilisierten, mit Gammastrahlen sterili-
sierten kollagenen Geweben. Med. Mitt. (Melsungen) 41,
(1967) 39-48
- 23) Metz, R.: Durakonservierung. Wehrmed. Masch. 9 (1965)
1959-1961.
- 24) Morgan, M.N. (1969) New synthetic absorbable suture
material Br. Med. J. 2, 308
- 25) Nockemann, P.F. (1967): Die Bedeutung von Nahtmaterial
und Nahttechnik für die normale und gestörte Wundheilung.
In: Wundheilung und Wundnaht. Verlag Urban & Schwarzen-
berg, München-Berlin-Wien, S. 64-70.
- 26) Olerud, S. und B. Ponten: En syntetisk, absorberbar
sutrtrad. Läkartidningen 68, 1121-1127
- 27) Osterndorff, K.J., Polyglycolic acid (PGA), ein neues
synthetisches resorbierbares Nahtmaterial. Inaugural-
Dissertation, Hannover (1970).
- 28) Robalino, M. F.,: Use of a new suture material in
gynecologic surgery. Proceedings of the 1st Internat.
Congr. of Med. a. Surg. Sept. 1970, Guayaquil/Ecuador.
- 29) Rosenberg, D., Frascatto, C., Brandalise, N.A. and
Leonardi, L. S.,: Use of a new absorbable synthetic suture
material (Polyglycolic acid) in surgery, especially in
gastro-intestinal surgery. Rev. paul. Med. 77 (1971),
1, 19
- 30) Sangines, A., Salum, M. and Lowenberg, E.: Synthetic
sutures in vaginoperineal surgery. Ginec. Obstet. Mex. 26
(1969) 155.

- 31) Schnell, J.: Veränderungen von Dura mater bei der Strahlensterilisation. Med. Mitt. (Melsungen) 43 (1969) 261-264.
- 32) Timol, R.: Antigene Eigenschaften der Bindegewebsstrukturproteine. Med. Mitt. (Melsungen) 43 (1969) 112, 29-38.
- 33) Wallace, W.R., Maxwell, G. R. and Cavalaris, C.J.: Comparison of polyglycolic acid suture to black silk, chromic and plain catgut in human oral tissues. J. oral Surg. 28 (1970) 739.
- 34) Weber, K.A., Knipping, J.: Zur Anwendung lyophilisierter Dura in der Chirurgie. Zbl. Chir. 91 (1966) 682-689.
- 35) Zilich, H. und W. Klengel. Ein neues absorbierbares synthetisches Nahtmaterial (1971). Schwester 5, 34-36.

Lebenslauf

Am 8. Juni 1947 kam ich als Sohn des Arztes Dr. med. Peter Naumann und seiner Frau Adelheid Naumann geb. Dietz, in Meißen/Sachsen zur Welt.

Im Herbst 1954 kam ich, nachdem meine Eltern mit uns Kindern nach Leipzig umgezogen waren in die dortige Volksschule. Diese besuchte ich bis zu unserer Republikflucht im Sommer 1957. Der Grund für die Flucht lag in den damaligen politischen Verhältnissen, in den unzureichenden Ausbildungsmöglichkeiten für Arztkinder. Meine Eltern zogen mit uns zuerst für einige Wochen in die Schweiz, bis mein Vater eine Arbeitsmöglichkeit in der Bundesrepublik fand. Dann zogen wir im Spätherbst nach Lahr/Brsg. Dort besuchte ich weiter die Volksschule, bis wir dann im Frühjahr 1958 nach Freiburg/Brsg. umzogen. Mein Vater bekam dort eine chirurgische Oberarztstelle.

Ostern 1960 besuchte ich dann für ein Jahr eine Privatschule und wechselte dann auf das Kepler-Gymnasium um. Diese Schule besuchte ich bis zum Sommer 1961. Mein Vater hatte sich zu dieser Zeit als Arzt bei der Bundeswehr verpflichtet. Wir zogen dann im Sommer 1961 nach Kiel um. Von 1961 bis 1963 ging ich in Kiel auf das Humboldt-Gymnasium und kam dann Frühjahr 1963 nach Berlin in ein Internat, wo ich im Februar 1970 das Abitur absolvierte.

Zum Sommersemester 1970 schrieb ich mich an der Ludwig-Maximilians Universität für Naturwissenschaften ein und bekam zum Wintersemester 1970/71 die Zulassung zum Medizinstudium.

Im Februar 1972 bestand ich die Naturwissenschaftliche Vorprüfung und im April des Jahres 1973 die ärztliche Vorprüfung. In den klinischen Semestern war ich in der Anatomischen Anstalt der Universität München als wissenschaftliche Hilfskraft bei den Präparierkursen beschäftigt. Im Juni 1976 machte ich an der Universität München das Staatsexamen in Humanmedizin mit der Note 'sehr gut'.

Am 1.7.1976 begann ich meine Medizinalassistentenzeit in der chirurgischen Privatklinik in Nymphenburg bei Herrn Dr. med. E. Rauscher, bei dem ich schon in den Sommersemesterferien in den letzten drei Jahren gearbeitet habe.

Am 1. Oktober 1976 trat ich meine Medizinalassistentenstelle für die Innere Medizin im Krankenhaus Kempfenhausen der Stadt München an.

Am 1. März 1977 ging ich als Medizinalassistent zu Herrn Dr. med. Wolfgang Kühnemann in eine unfallchirurgische Praxis, mit D-Arzt-Verfahren.

Ab 1. Juli 1977 bin ich als Stabsarzt und Offizier auf Zeit (3 Jahre) im Bundeswehrkrankenhaus München auf der Chirurgischen Abteilung beschäftigt.

